第 3 章　地面反作用力和足底压力

采用不同测量方法计算地面反作用力（ground reaction forces，GRF）和足底压力，包括在姿势晃动、行走和不同形式的跑步期间如何测量地面反作用力和足底压力。

目的

掌握 GRF 和足底压力的测量方法。

目标

- 掌握支撑压力测量方法。
- 掌握行走期间垂直分力、前后力和内外侧力的测量。
- 掌握绘制向量图的方法。
- 掌握采用 GRF 数据计算冲量和动量。
- 掌握在跑步期间 GRF 的冲量和动量分析。
- 分析不同的垂直分力、前后力和内外侧力。

3.1 支撑地面反作用力

1680 年博雷利（Borrelli）首次测量了身体的质心，并描述在步行期间质心如何维持平衡，博雷利首次计算作用于关节周围的 GRF。

GRF 是物体落在地面上或撞击地面而产生的力，根据牛顿第三定律，身体与地面接触时，地面对身体产生的大小相等和方向相反的作用力，根据牛顿第二定律，GRF 与冲击期间的减速和在推动期间的加速有关，如果一个人站在地面且不动，测试者将对地面施加一个力，但是地面对测试者有一个大小相等和方向相反的反作用力，此作用力就是 GRF（图 3.1）。

如果测试者持续保持不动，在其足底形成了 GRF 在地面的位置，即压力中心，定义“压力中心”可能有误导，其实质并非压力而是位置，并且指在足底或者双足底的平均压力点。图 3.1 显示在每个足底的两个 GRF 向量，每个向量在足底（压力中心）的相对位置，也包括一个合力，此合力是两个力的总和，合力的压力中心常常用于研究姿势。

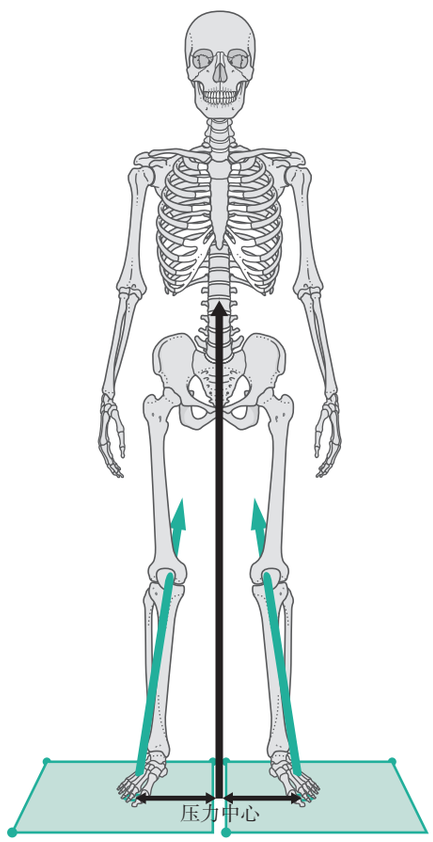

图 3.1　站立时的压力中心

事实上，我们从未完全静止过，我们在此位置中，但我们总是在内外侧向方向（图 3.2）和前后方向（图 3.3）进行摇摆。这些图显示一个夸张

运动康复力学应用——生物力学基础与训练2.indd 34　2022/12/7 9:41:20

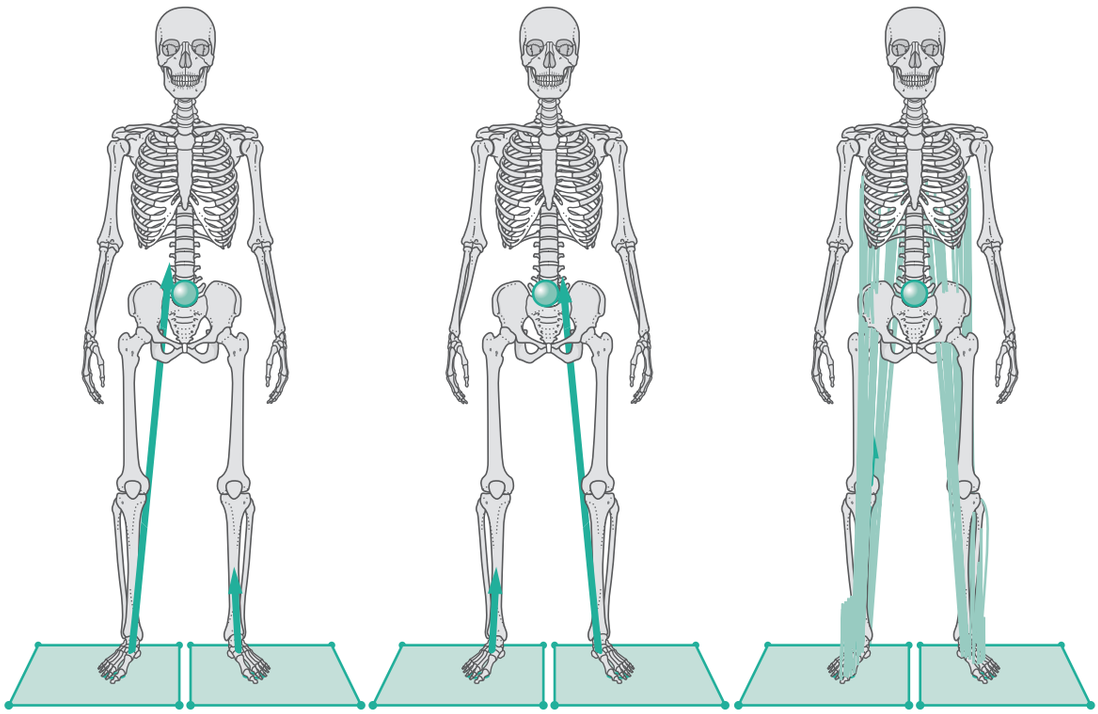

图 3.2　内外侧向姿势摇摆

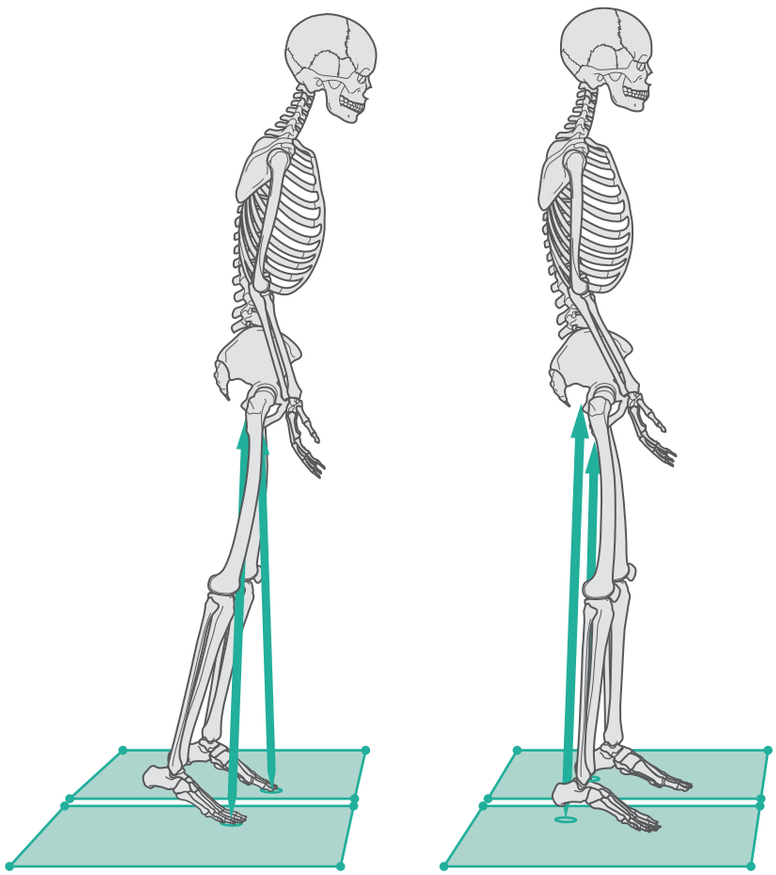

图 3.3　前后向的姿势摇摆

运动康复力学应用——生物力学基础与训练2.indd 35　2022/12/7 9:41:21

的姿势摇摆测试，以显示在足底的力如何变化，在姿势摆动期间，GRF 将指向质心的大致位置，力指向支持基底相关的方向。如果力向外，这将产生一个偏离质心的一个加速向量，测试者将变得不稳定，容易跌倒。

当测试者从一侧向另一侧摇摆或者从后向前摇摆时，力作用的位置（压力中心）也将移动（图 3.4）。人们常常采用压力中心的移动量对姿势摆动期间的动态稳定性进行定量评估，常用的试验是：在睁眼和闭眼的情形下，观察测试者在内外侧和前后向的移动量。

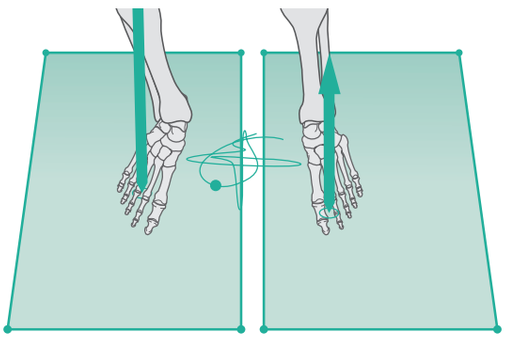

图 3.4　姿势摇摆导致压力中心移动

3.2 行走期间的地面反作用力

3.2.1 图形

生物力学分析常常采用（上下、前后和内外侧向）力曲线图、压力中心曲线图和向量或者蝴蝶样曲线图，对于这些曲线图，可以通过观察形状并分析特定测试者的平面图和步态模式之间的差异。步态周期中的关键点可以通过运动轨迹和测量来识别，对于每一项测量，可以研究内外侧之间的百分比差异以及被测试对象与正常对照个体之间的差异，不仅能识别出步态模式的差异，还能识别出差异的大小。

3.2.2 地面反作用力的垂直分力测量

地面反作用力的垂直分力测量是生物力学文献中引用最多的内容，目前有多种方法测量垂直分力（地面反作用力），垂直分力有第一峰值（最大垂直承重力）和第二个峰值（最大垂直推力），垂直分力测量会提供身体站立时的有用信息。

垂直分力应该使用牛顿单位，但通常以体重相关方式报告，可以用牛顿为单位的数值除以人的体重表示。两个峰值的正常值大约是体重的 1.2 倍，谷值通常是体重的 0.7 倍，尽管这些测量值取决于步行速度。

峰值和波谷出现的时间是一个非常有用的数据，相应的时间数据包括：第一个和第二个峰值时间（达到最大垂直承重时间和达到最大垂直推出时间）、到达低谷值的时间（有时指支撑中间期）和总时间。目前对是否用秒作为时间单位还是有争议的，因为与行走速度有关，但这些时间数据对于总支撑时间是非常有用（图 3.5A、B）。GRF 的垂直分向量可以被分为 4 部分，每部分都可能与足接触地面的功能有关，并能为我们提供下肢整体功能的重要信息。

足跟着地（第一个峰值）

第一个峰值是足跟接触地面的瞬间和身体减速下落之时，地面给足和小腿的反作用力，力从足背向足掌跟传递。第一个峰值基本上反映了此时地面对足和小腿冲击力的大小，峰值一般为个人体重的 1.2 倍。

第一个峰值与个人用在足跟上的力有关。在截肢者的步态中，可能与个人对假肢的信心有关，第一个峰值的下降可能是截肢者对假肢信心不足导致。下降的力可能也与疼痛感和不适感的存在、下肢关节较差的功能性运动或者慢行速度有关。

第一个峰值（F1）到波谷（F2）

当身体着地后膝关节伸展，开始移动前行并且质心提高，当质心接近最高点时身体前行的速度会慢下来或者其向上的动作减弱，这与一个小汽车行驶过拱桥具有相同的感觉：类似到达拱桥的拱顶，身体向上的减速停止，在垂直分力模式中产生下降到谷底的过程，其正常值为体重的 0.7 倍。

因此，波谷的深度与测试者身体移动程度有关，还可能受到疼痛和下肢功能障碍的影响。高谷值或低谷值可能与身体的不良运动或缓慢步行速度有关，步行过程中快步行速度或较大的身体平移可能会产生低或深的波谷。波谷期通常发生

运动康复力学应用——生物力学基础与训练2.indd 36　2022/12/7 9:41:22

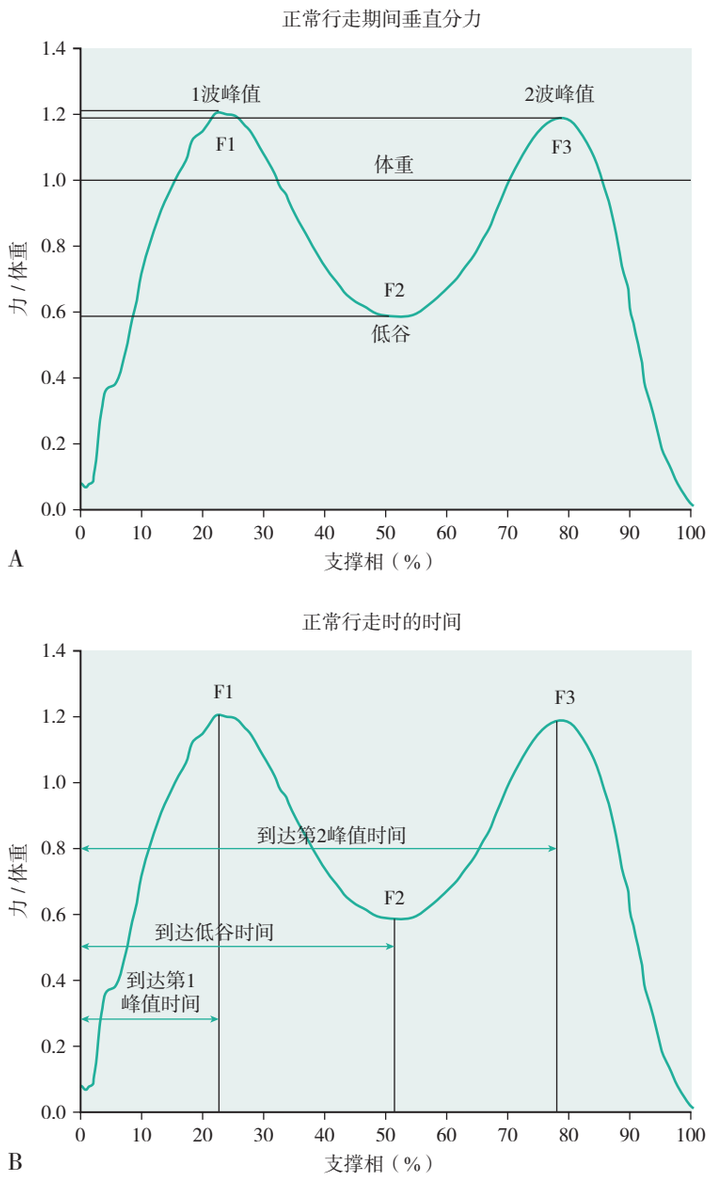

图 3.5 （A 和 B）正常行走期间垂直方向的力 - 时间图

在支撑相的中间位置，尽管波谷期常因个体而异，但通常在前后力交叉点发生的同一时间（图 3.6）。

波谷（F2）到第二个峰值（F3）

当抬起足跟，在小腿后肌群的收缩作用，地面反作用力转移到足掌，身体向前的减速行为和来自足踝复合体的推进下，出现了第二个峰值，一般情况下，第二个峰值的正常值大约是体重的 1.2 倍。

第二个峰值与垂直推力有关，此推力使人向上。通常情况下，低峰值伴随着较差的推离力，而高峰值可能与加速有关。

第二个峰值（F3）到足尖离地

正常行走期间，当负荷从后足转移到对侧足掌，后足将负荷转移到足掌所用的时间，与身体重心的转移速度相关，因此，后足去负荷的时间越长，足掌承载负荷期间的第一个峰值越低，在分析该阶段力的模式时，应谨慎分析双足的力，因为后足推力差和推力加载阶段较差，都可能导致另一侧足掌的初始加载发生变化。

运动康复力学应用——生物力学基础与训练2.indd 37　2022/12/7 9:41:22

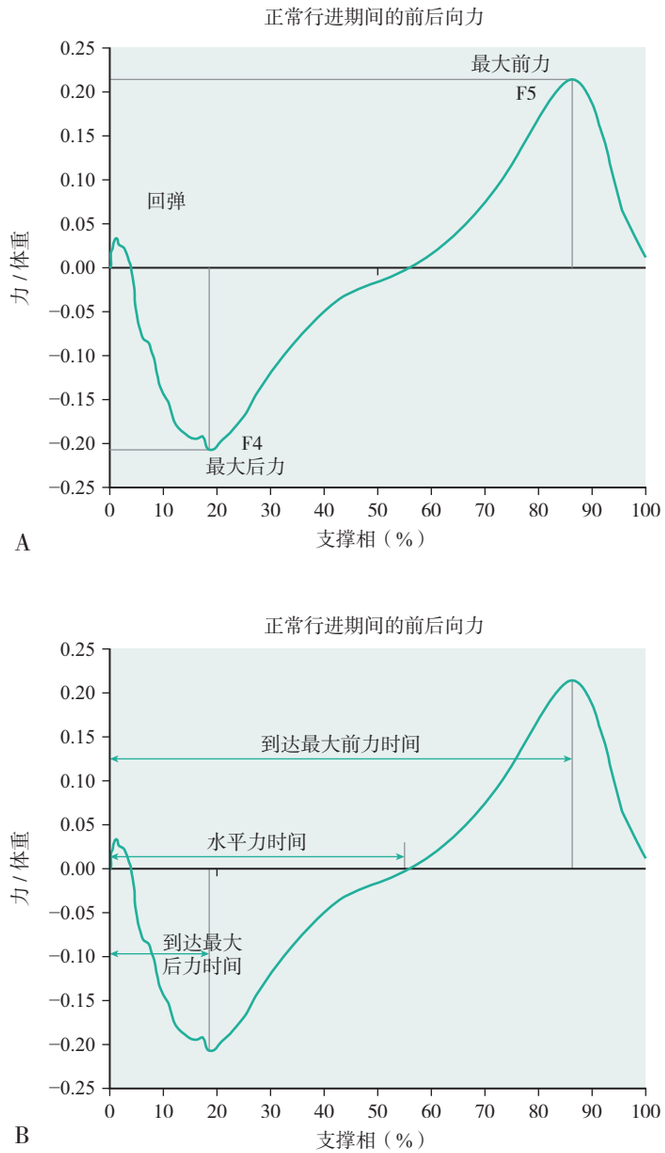

图 3.6 （A 和 B）正常行走期间前后向的力 - 时间图

3.2.3 地面反作用力的前后力测量

与测量垂直分力一样，前后力的测量研究包括：负峰值或最大后向加载力，以及正峰值或最大前向推力。这两种测量结果都可以用牛顿或相对于体重的单位，两个峰值的正常值约为体重的 0.2，但同样取决于步行速度。

峰值的负值和正值可能引起一些混淆，主要取决于力的方向。例如，沿着时间轴放置一面镜子，如果一个人以完全相同的方式向左然后向右走，在镜像情况下，最大承重力数值和最大推力数值相同，并且在一个方向，但两个数值可能分别是负的和正的，而用另一个方向来参考，此两个数值可能分别是正的和负的，就此而言，没有对与错，除了绝不能将其称为正力和负力外，我们一般称为后力和前力。

这些峰值发生的时间对分析垂直分力非常有用，相应的时间测量可以是达到最大后力和最大前力的时间，也可以是测量第 3 次时间（交叉时的时间），该时间点位于无前力和后力作用的位置。如果身体重心在支撑侧肢体上，第 3 次时间可能是一个更好的时间点，是中点的测量，而不是在垂直分力图低谷的测量。有趣的是，有些学

运动康复力学应用——生物力学基础与训练2.indd 38 2022/12/7 9:41:22

者注意到：无痛无病理改变的大多数人的第 3 次时间可能有轻微的不同，但在许多有病理改变的患者，可能显著不同（图 3.6A、B）。

前后力的测量可以采取冲量，即力 – 时间曲线下的面积，可以像前面一样，分别命名为是后冲量和前冲量（图 3.7）。

与垂直分力一样，前后向的 GRF 为我们提供了下肢功能的重要信息，在行走期间的 GRF 的前后向分向量也可以被分为 4 个部分（图 3.6A）。

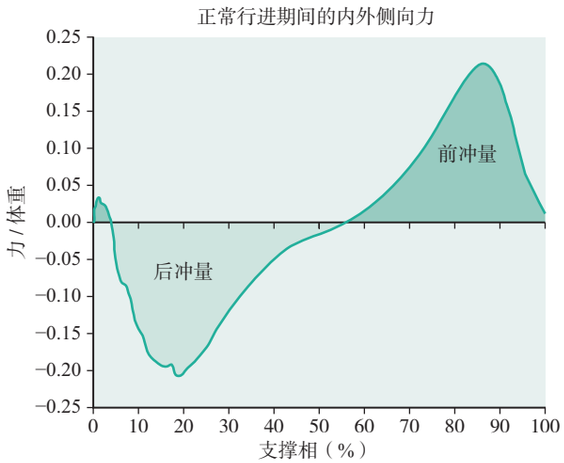

图 3.7　正常行走期间的前 - 后冲量

回弹力和足跟着地

回弹力是由于摆动相初期肢体撞着地面引起的前力，在前进过程中，足跟着地瞬间由冲击力导致的回弹力常常被夸大。穿鞋时，由于鞋的性能，我们观察到回弹力被震动吸收，当不穿鞋时，常常可以观察到一个快速的“瞬变”回弹力，是由于未被保护的足跟着地所致。

图 3.8 显示足跟着地（有回弹力）的测试者，足跟着地瞬间，回弹力比承重力和推进力都大，回弹力沿着下肢撞击膝关节和髋关节，导致膝关节和髋关节疼痛。临床上采用足跟软垫后，缓解了关节撞击后产生的疼痛，因回弹力导致关节撞击后疼痛的患者尽管不多见，但该模式证明了瞬间 GRF 和回弹力的作用（图 3.8A、B）。

足跟着地与第二峰值（F4）

足跟着地后身体减速，引发一个向后的剪切力。可以假设：你从厚地毯上走到滑冰场，由于冰面和足之间的摩擦系数很低，导致踏上冰面的足将向前滑动，但地毯的足可提供一个后部阻力，阻止你的腿向前滑动。此时产生的第二峰值应该为体重的 0.2 倍。

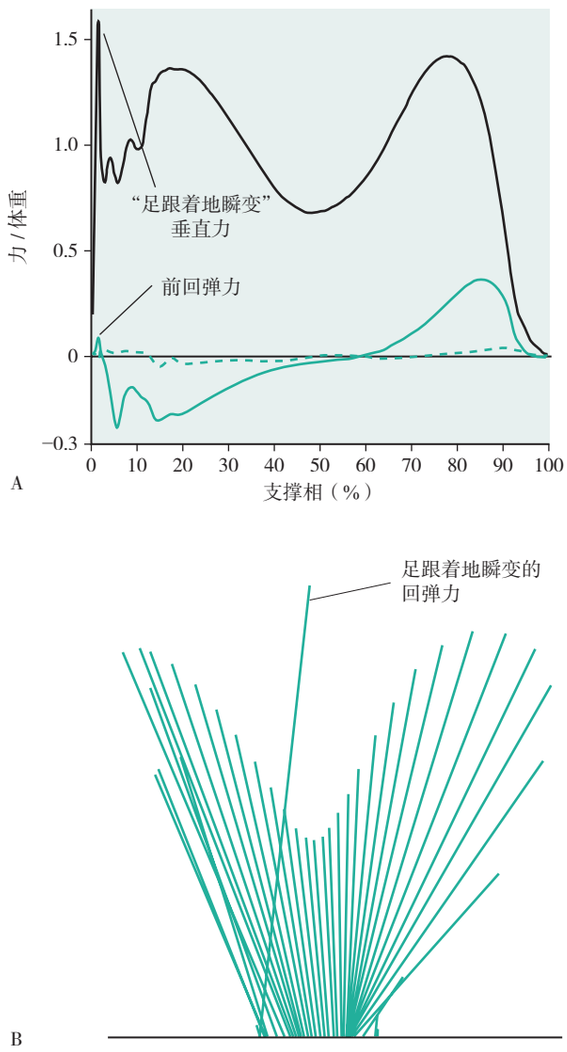

图 3.8 （A 和 B）足跟着地瞬间回弹力

与垂直 GRF 一样，第二峰值与行走的速度有关，也和个人对足的承重或静摩擦力相关，有些患者因信心不足导致足底的承重减少，我们也将调整此数值，静摩擦力取决于鞋或者足底和所行走的路面之间的摩擦系数。

第二峰值到交叉点

在支撑相阶段，随着身体向前移动，GRF 的水平分力减小，到交叉点的时候，GRF 水平分力为零，只剩下 GRF 垂直分力。也就是身体位于足上方，也定义为支撑相中期的点，通常位置在

运动康复力学应用——生物力学基础与训练2.indd 39　2022/12/7 9:41:23

支撑相的 55% 处，并且与垂直分力模式的波谷相对应。

交叉点到第一峰值（F5）

当小腿后肌群收缩，足跟上抬，身体前倾 GRF 的水平分力中有向前力，推动身体前进。与其他力一样，该力取决于行走速度，而第一峰值为体重的 0.2 倍。这个降低的峰值告诉我们：无论垂直分力模式如何，都未将测试者身体向前推进。

第一峰值到足尖离地

在双足支撑末期，在力被转移到足掌并减少的阶段，力减少和卸载所需的时间会影响下一次足接触期间的负载。

3.2.4 地面反作用力的侧向力

相同的技术工具也可以用于地面反作用力的最大内侧力和最大外侧力，最大内侧力和最大外侧力与体重有关，最大内侧力一般是体重的 0.05 ~ 0.1 倍，最大外侧力通常小于最大内侧力。当我们计算足踝矫形器的作用时，尤其是足跟的楔入，需要最大内侧力和最大外侧力的相关数据。

内侧力和外侧力可拆分为两个环节，最初负重情况下，足跟着地时先产生外侧推力，在此期间，足踝作为联结装置而运作，从外旋转为内旋，随着身体进入单支撑相，内侧力发挥主要作用，在最终推离阶段，可观察到外侧向力发挥作用（图 3.9）。

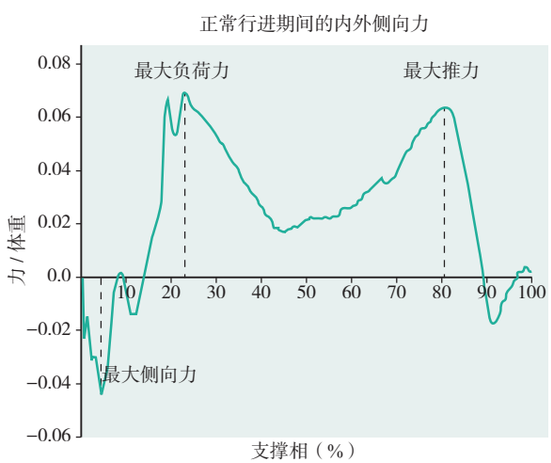

图 3.9　GRF 的内外侧向力

地面反作用力的三个分力中，内外侧力是三个分力中变化最大的，很容易受到鞋和足踝矫形器的影响。正常情况下，最大内侧力在体重的 0.05 ~ 0.1 之间，最大外侧向力一般应小于最大内侧力。虽然内侧的力是可变的，但它们对冠状面踝关节和膝关节的承重有实质性的影响，在计算鞋和矫形治疗的影响时，它们不应被忽视。

3.3 正常行走期间的压力中心和向量图

3.3.1 压力中心

压力中心是显示来自地面力在足部的具体位置，压力中心可能在每只足底前后移动（足掌和足跟）并且内外侧移动（内侧和外侧），图 3.10A，B 显示了负重时足后跟下和在蹬离地面时足趾的力。

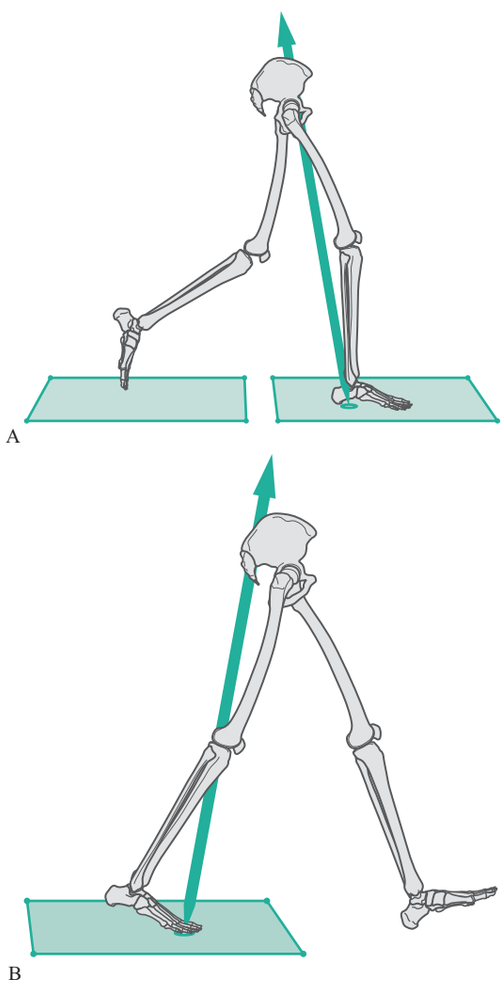

图 3.10　行走时的 GRF：（A）承重力，（B）推离力

运动康复力学应用——生物力学基础与训练2.indd 40　2022/12/7 9:41:24

在行走期间的压力中心常常表示为随时间的:(A) 前后向压力中心,(B) 内外侧压力中心,(C) 内外侧压力中心和前后向压力中心的联合(图 3.11)。在不同方向上,压力中心随着时间而出现在不同的位置。前后向和内外侧压力中心曲线图为我们提供了一个有用的数据,描述了力如何从足跟向足尖移动及压力中心的侧向移动的变化。

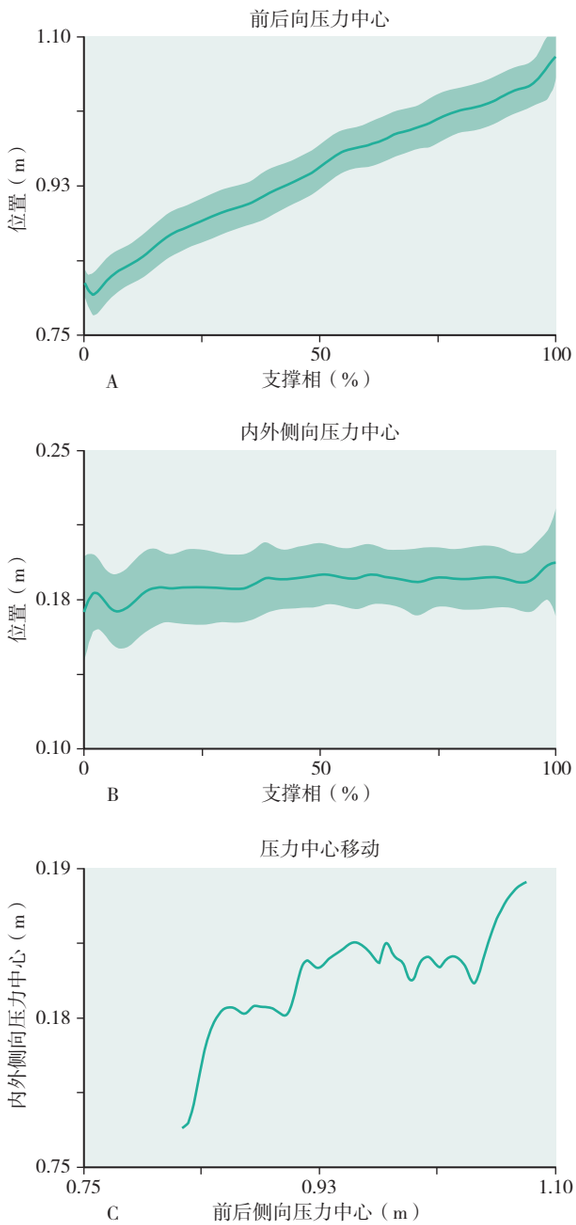

图 3.11 (A) 前后向压力中心,(B) 内外侧压力中心,(C) 内外侧和前后向联合压力中心

图 3.12 显示在行走期间习惯足跟抬起走路测试者足部压力中心的变化:图 3.12A 显示随时间的前后向压力中心变化,3.12B 显示向量图。当足跟开始抬离地面的动作时,显示明显的承重模式 (1),此模式与压力中心的快速移动相结合,直到它达到跖骨头 (2)。这种位于跖骨头下的力可以通过力向量的紧密组合来观察,然后,在推离期间,显示压力中心从跖骨头到足尖的快速移动 (3)。

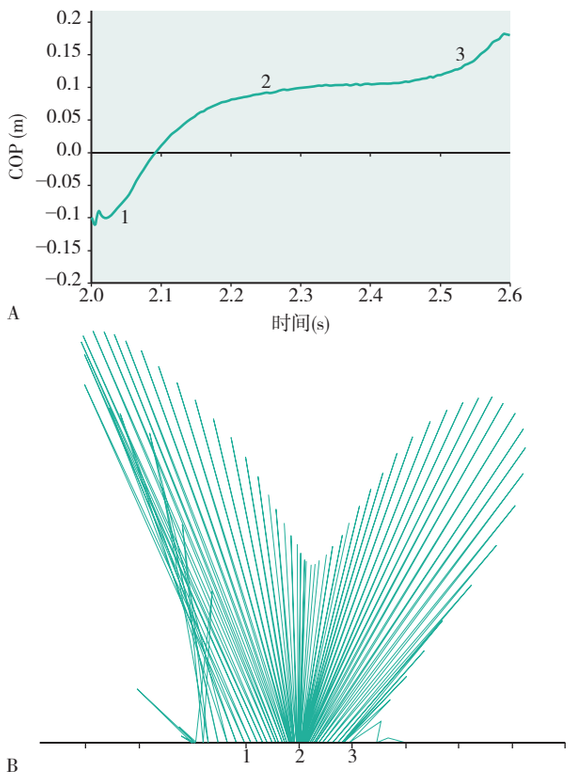

图 3.12　抬足跟时压力中心 (COP):(A) 前后 COP,(B) 向量 (Pedotti) 图

3.3.2　地面反作用力和向量图

GRF 由三部分组成:垂直、前后和内外侧。采用一个向量图可以显示垂直分力、前后力和侧向力的相互作用。图 3.13A 和 B 显示一个向量图;显示此力的幅度和方向的变化及压力中心如何从足跟移动到足尖,向量图也显示合力 GRF 的幅度。

支撑相初期 GRF 位于足跟,GRF 随着承重反应 (减速阶段) 期的增加,到支撑相中期随着身体在站立肢体上移动而减小。在中段之后,GRF 再次在推进 (加速阶段) 期增加并指向足尖。

运动康复力学应用——生物力学基础与训练2.indd 41　2022/12/7 9:41:25

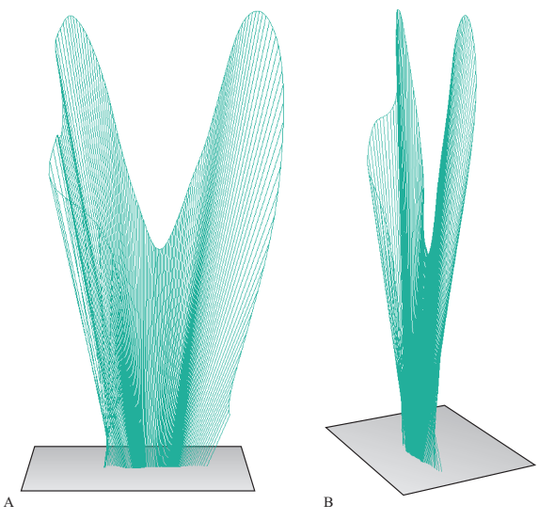

图 3.13 （A 和 B）向量（Pedotti）图

向量图显示了合力 GRF 的大小，是一种可以很好地显示不同方向力与压力中心相互作用的方法。然而，要确定 GRF 不同方面的大小和功能，更要单独考虑每个组成部分。

3.3.3 绘制向量图

向量图的绘制依赖测力台所提供的数据，为了绘制向量图，我们需要获知垂直分力和水平力数据，以及每个力矩的所在平面内的压力中心数据。

在支撑阶段，力从足跟向足尖移动，所以，压力中心被描述为由后向前移动。正如我们在前几节中所看到的，垂直和水平 GRF 在支撑阶段不断变化，因此改变了合成 GRF 的方向和大小。

图 3.14A-F 显示了足跟触地时绘制的垂直向量、水平向量和合成 GRF 向量图。此时压力中心自后向前移动，并形成新的垂直向量、水平向量和合成 GRF 向量图，通过对整个支撑相多次分析和绘制，最终形成一个蝴蝶样向量图。

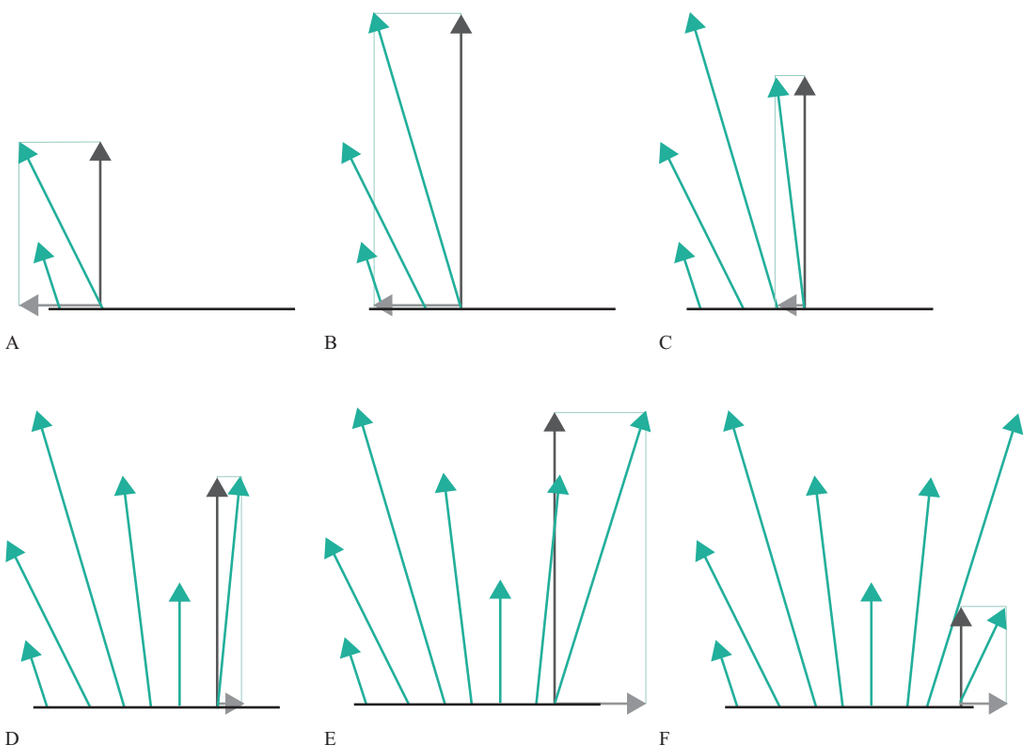

图 3.14 （A-F）向量（Pedotti）图的绘制过程

3.3.4 肌肉活动与力向量

为了估算肌对 GRF 的作用，就要确认 GRF 通过关节的哪一边起作用，如果 GRF 通过膝关节的前部，那么就要估算伸展肌群的作用，因此，需要计算膝关节保持伸展位所需要的力矩，有时称其为屈伸力矩（即外部力矩将保持膝关节伸展位，但身体需要从膝关节屈肌产生内部屈伸力矩）。如果 GRF 通过膝关节的后部，将试图屈伸膝关节；因此，需要伸膝肌肉收缩所产生的转向力矩。有时被称为伸肌力矩（表示：外力矩将试

运动康复力学应用——生物力学基础与训练2.indd 42 2022/12/7 9:41:25

图屈伸膝关节，但身体需要膝伸肌产生一个伸展力矩）。必须强调，尽管该数据在步态分析中非常有用，但这些数据只能用于估算，并不能给出精确的数值。

在摆动阶段，由于没有 GRF 的作用，仍然需要肌肉活动来克服由于身体肢体的加速和减速而引起的惯性力。采用一个被称为逆动力学的技术可以发现在摆动阶段的加速和减速期间的力矩（第 6 章：逆动力学理论）。

3.4 冲量和动量

3.4.1 冲量

力学分析对临床非常有用，它能告诉我们冲击力有多大，但它不能提供指导临床所需的整个冲击阶段的所有力学数据。如果我们具体描述某段时间内力的效果，就要用到冲量和动量的概念，在撞击过程中，在很短的时间内，可能会有速度的快速变化，当计算冲击的影响时或者当考虑推进过程中速度的变化时，冲量和动量可能给提供更多重要的信息，我们首先需要回到牛顿的第二个运动定律。

$$F=ma$$

式中：

F = 作用力

m = 物体质量

a = 物体的加速度

如果我们现在计算加速度对我们意味着什么，即速度随着时间的变化：

$$\text{加速度} = \frac{\text{速度的变化}}{\text{时间}}$$

因此，我们认为：

$$\text{力} = \frac{\text{质量} \times \text{速度的变化}}{\text{时间}}$$

由此，我们可以得到力 × 时间的方程：

$$\text{力} \times \text{时间} = Ft = \text{质量} \times \text{速度的变化}$$

$$Ft = m（\text{最终速度} - \text{最初速度}）$$

力和时间的乘积是冲量或者冲击量，告诉我们力的增加或者更长的时间将得出更大的冲量。

计算一个质量为 2kg 的物体撞击地面时的冲量。如果在其撞击地面时，该物体以 20m/s 的速度行进，并且在撞击后处于静止，人们可以发现冲量（图 3.15）

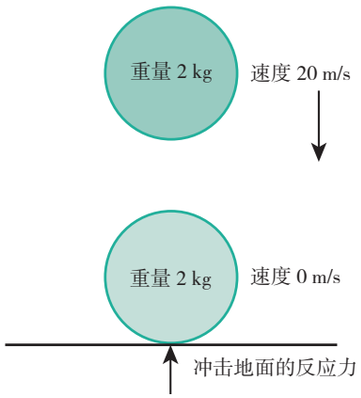

图 3.15　冲击期间的冲量

$$Ft= m（\text{最终速度} - \text{最初速度}）$$

$$Ft= 2（0 - 20）$$

$$Ft= -40$$

但冲量的单位是什么？如果我们看方程式的右侧。

$$\text{质量（kg）} \times \text{速度（m/s）}$$

单位可为：

$$\text{Kg m/s}$$

但是，如果我们看方程式的左侧，我们得出冲量的单位是：

$$\text{Ns}$$

事实上是相同的事物：

$$F（N）= m（kg）\times a（m/s^2）$$

或

$$F（N）= \frac{kg \times m}{s^2}$$

因此，冲量的单位可以被写为：

$$F（N）t（s）= \frac{kg \times m}{s} \text{ 或 } kg \times m/s$$

现在常常以 Ns 作为单位冲量。

3.4.2 动量

如果某物被称为有动量，这意味着它很难停止，一个快速行进的重物比一个慢速行进的轻物具有大得多的动量，这是由物体的质量和物体的速度决定的，因此，动量是物体的质量乘以其速度。

$$\text{动量} = \text{质量} \times \text{速度}$$

运动康复力学应用——生物力学基础与训练2.indd 43　2022/12/7 9:41:26